

NEUROGRAPHISCHE UNTERSUCHUNGEN
AM NERVUS RADIALIS
UNTER
BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG
DES M. SUPINATOR

Roland Zasche

Diss.
für den
1904



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554815_0084

Aus der Neurologischen Klinik
der Universität München
Direktor: Professor Dr. A. Schrader

**NEUROGRAPHISCHE UNTERSUCHUNGEN
AM NERVUS RADIALIS
UNTER BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG
DES M. SUPINATOR**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität
zu München

vorgelegt von

Roland Zasche

aus
Kaufbeuren

Jahr
1982

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatte:.....Prof. Dr. A. Schrader

Dekan:.....Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung:.....10.07.1984

Einleitung

1. Zielsetzung

- 1.1. Zielsetzung der Untersuchung
- 1.2. Zielsetzung der Untersuchung
- 1.3. Zielsetzung der Untersuchung
- 1.4. Zielsetzung der Untersuchung
- 1.5. Zielsetzung der Untersuchung
- 1.6. Zielsetzung der Untersuchung

2. Begründung der Wahl

- 2.1. Begründung der Wahl
- 2.2. Begründung der Wahl
- 2.3. Begründung der Wahl
- 2.4. Begründung der Wahl
- 2.5. Begründung der Wahl

3. Methodik

- 3.1. Methodik
- 3.2. Methodik

4. Ergebnisse

- 4.1. Ergebnisse
- 4.2. Ergebnisse
- 4.3. Ergebnisse
- 4.4. Ergebnisse
- 4.5. Ergebnisse
- 4.6. Ergebnisse
- 4.7. Ergebnisse
- 4.8. Ergebnisse
- 4.9. Ergebnisse
- 4.10. Ergebnisse

5. Zusammenfassung

5.1. Zusammenfassung

5.2. Zusammenfassung

Meinen Eltern

GLIEDERUNG

1. <u>Einleitung</u>	1
1.1 Definition der Elektroneurographie	
1.2 Entwicklung	
1.3 Klinische Bedeutung	
1.4 Engpaßsyndrome	
1.5 Das Supinatorsyndrom	
1.6 Fragestellung der Arbeit	
2. <u>Material und Methode</u>	9
2.1 Apparat und Elektroden	
2.2 Zeitraum und Ort der Untersuchung	
2.3 Versuchspersonen	
2.4 Versuchsdurchführung	
3. <u>Ergebnisse</u>	17
3.1 Tabellen	
3.2 Abbildungen	
4. <u>Diskussion</u>	30
4.1 Anatomie des N. radialis	
4.2 Allgemeines zur Messung	
4.3 Auswertung der Meßergebnisse	
4.4 Einfluß der Meßfehler auf die Streuung	
4.5 Korrelation zwischen ILG 1 und ILG 2	
4.6 Abschätzung der NLG des N. radialis	
4.7 Ableitung einer Kenngröße mit diagnostischer Aussagekraft	
5. <u>Zusammenfassung</u>	48

Anhang (Formelverzeichnis, Abkürzungen)

Literatur

1. EINLEITUNG

1.1 Definition

Unter Elektroneurographie versteht man eine Methode, die es erlaubt, Nervenleitgeschwindigkeiten an peripheren Nerven in vivo zu messen. Das Prinzip der Untersuchung beruht darauf, daß an Stellen, an denen periphere Nerven dicht unter der Haut liegen, ein künstlicher, supramaximaler Elektrostimulus gesetzt wird. Mit Hilfe eines Kathodenstrahloszillographen mißt man die Zeit, die verstreicht, bis der gesetzte Impuls im zugehörigen Muskel eintrifft. Aus dieser Latenzzeit und der gemessenen Nervenlänge errechnet sich nach der Formel: $\text{Geschwindigkeit} = \text{Weg} / \text{Zeit}$ eine Impulsleitgeschwindigkeit ("ILG"). Aus zwei Stimulationen des selben Nerven an einem proximalen und einem distalen Punkt läßt sich dann die reine Nervenleitgeschwindigkeit bestimmen. Die maximale motorische NLG liegt an den großen Armnerven bei durchschnittlich 60 m/sec, an den Beinerven bei durchschnittlich 50 m/sec. (15)

1.2 Entwicklung der Neurographie

Im Jahre 1844 gelang es von Helmholtz erstmals, an einem Nerv-Muskel-Präparat vom Frosch eine Leitungsgeschwindigkeit zu messen. Acht Jahre später bestimmte er in Zusammenarbeit mit Baxt eine NLG am N. medianus des Menschen mit 61,0 m/sec ($\pm 5,1$ m/sec). Zur gleichen Zeit führte von Helmholtz auch sensible NLG-Messungen durch. Viele Autoren beschäftigten sich zur damaligen Zeit mit Untersuchungen am Nerven. Die Ergebnisse waren aber teil-

weise zu ungenau. Erst 1909 wurde die Methode verbessert, als Piper und 1910 Paul Hoffmann mit Saitengalvanometern Aktionsströme von Muskeln des Menschen ableiteten. Bereits 1898 erfand Braun die nach ihm benannte Röhre, die Grundlage des Kathodenstrahloszillographen. Dessen späterer Einzug in die Erforschung von NLGs revolutionierte die Methode. Erlanger und Gasser leisteten Pionierarbeit, indem sie in gemischten Nerven einzelne Fasern anhand ihrer unterschiedlichen Leitgeschwindigkeit kennzeichneten. Doch erst 1941 wurde die elektromyographische Ableitung nach Nervenreizung von Harvey und Masland in die Klinik eingeführt und 1948 durch die Veröffentlichungen von Hodes, Larrabee und German in ihrer Bedeutung bestätigt. Seitdem haben sich die Anwendungsbereiche von EMG und ENG immer mehr ausgeweitet und die Methode ist als diagnostisches Hilfsmittel aus der neurologischen Klinik und Praxis nicht mehr wegzudenken. (12,21)

1.3 Klinische Bedeutung

Die Geschwindigkeit, mit der eine Erregung in einem Nerven fortgeleitet wird, hängt unmittelbar von der Dicke und der Unversehrtheit seiner Myelinscheide ab. Die Schädigung des Myelinscheidenapparates hat eine Verlangsamung der Nervenleitgeschwindigkeit zur Folge, die sich mit Hilfe der Elektroneurographie diagnostisch nutzen läßt. Dieser Umstand ist insofern von Bedeutung, als eine Verlangsamung der NLG bereits meßbar ist, bevor eine Funktionsstörung oder Degeneration des Axons klinisch manifest wird (z.B. bei toxischer Poly-

neuritis). Es ist allerdings fraglich, inwieweit dieser Vorteil der ENG zum Tragen kommt, da ohne klinische Symptomatik wohl kaum eine elektroneurographische Untersuchung indiziert ist.

Man findet mittels der Elektroneurographie generalisierte, diffuse und umschriebenen NLG-Verlangsamungen, wobei sich die ersteren unterscheiden lassen in primär axonale und primär markscheidenbedingte Nervenschäden. Diese Differenzierung ist aber nur im Frühstadium möglich, da im weiteren Verlauf der Erkrankung beide Strukturen zugrunde gehen. Zu den Erkrankungen des peripheren Nervensystems vom "Markscheidentyp" gehören unter anderen die akute Polyneuritis Guillain-Barré, die diabetische Polyneuropathie und die hypertrophische Neuritis. (15)

Die umschriebenen Reduzierungen der NLG lassen an eine äußere traumatische Schädigung denken oder an die verhältnismäßig häufige Läsion peripherer Nerven im Bereich der physiologischen Engpässe.

1.4 Engpaßsyndrome

Bei den Irritationen peripherer Nerven an Stellen, an denen die anatomischen Verhältnisse eine Veränderung normaler Zustände begünstigen, handelt es sich meistens um chronische Kompressionsschädigungen. So findet sich als Ursache einer sehr häufigen Läsion des Endastes des N. medianus eine abnorme Einengung seines Durchtritts unter dem Ligamentum carpi volare im sogenannten Carpal-Tunnel. Hierfür verantwortlich können sein: Verletzungen, rheumatische Gelenk- oder Synovialveränderungen, Ödemneigung bei Frauen in der zweiten Schwanger-

schaftshälfte, aber auch Akromegalie oder, unter widrigen Umständen, berufsmäßig bedingte, stereotype Bewegungsabläufe. Das Carpal-Tunnel-Syndrom, von dem Frauen mittleren Alters häufiger betroffen sind als Männer, beginnt mit nächtlichen, brennenden, sehr schmerzhaften Parästhesien am Mittelfinger, die später auf die Beugeseiten der ersten drei Finger und auf benachbarte Hautareale übergreifen. In diesem, früher als "Brachialgia parästhetika nocturna" bezeichneten Frühstadium erweist sich eine elektroneurographische Untersuchung als segensreich, da jetzt bereits eine deutliche NLG-Verlangsamung feststellbar ist und noch keine irreversible Schädigung des Nerven vorliegt. Die Mißempfindungen können die ganze Hand befallen und bis zum Ellenbogen ausstrahlen (Stau des Axoplasmastromes vor dem Ligamentum carpi volare: NLG-Verlangsamung auch improximalen Abschnitt). Im weiteren Krankheitsverlauf treten die Beschwerden auch am Tage auf und es kommt zur Parese und Atrophie des M. abductor pollicis brevis und des M. opponens pollicis. Die Störungen der Sensibilität äußern sich in einer Dysästhesie, Hyperalgesie oder Hyperpathie an der Volarseite der Hand, hauptsächlich im Versorgungsgebiet des N. medianus. Da vegetative Fasern mitbetroffen sind, ist die Schweißsekretion in diesem Gebiet vermindert.

Die in Friedenszeiten häufigste periphere Nervenlähmung findet man im Sulcus ulnaris. Meist traumatisch bedingt kommt auch die Subluxation des Nerven bei einer Anomalie des Sulcus ulnaris oder bei einem Cubitus valgus für die Entstehung des Sulcus-ulnaris-Syndroms in Frage. Ein für die

Krankenpflege relevanter Aspekt ist die Erkenntnis, daß es bei bettlägerigen Patienten leicht zur Ausbildung einer Druckparese des N. ulnaris im Ellenbogen kommen kann. Die neurologischen Symptome manifestieren sich mit einer Latenz von einigen Monaten bis zu mehreren Jahren und äußern sich in einer ausgeprägten Atrophie des Spatium interos-seum I, des Hypothenar und einer Hakenstellung des vierten und fünften Fingers. Die Sensibilität ist an der ulnaren Handkante und an eineinhalb ulnaren Fingern beeinträchtigt. Nicht betroffen sind die langen Fingerbeuger und der M. flexor carpi ulnaris, da die Versorgung dieser Muskeln durch die topographische Anordnung der Nervenfasern im Sulcus ulnaris begünstigt wird. Die Elektroneurographie sichert die Diagnose und erlaubt eine genaue Lokalisation des Defektes als Vorbereitung der chirurgischen Korrektur des Schadens.

Nicht selten erleidet der N. cutaneus femoris lateralis unter dem Leistenband nahe der Spina iliaca anterior inferior eine Druckschädigung und führt zum Krankheitsbild der Meralgia parästhetika. Analog dem Carpal-Tunnel-Syndrom kann man hier vom Inguinal-Tunnel-Syndrom sprechen.

Auf das verhältnismäßig seltene Tarsal-Tunnel-Syndrom, bei dem der Endabschnitt des N. tibialis hinter dem Malleolus internus unter dem Ligamentum tanciniatum eingeengt wird, soll hier nicht näher eingegangen werden.

Bei all diesen oben beschriebenen Engpaßsyndromen hat sich die Elektroneurographie zusammen mit der Elektromyographie als inzwischen unentbehrliches diagnostisches Hilfsmittel erwiesen und dafür

gesorgt, daß die Erkrankungen möglichst bald einer kausalen Therapie zugeführt wurden.

1.5 Das Supinatorsyndrom

Ein als selten beschriebenes, aber vielleicht nur selten diagnostiziertes neurologisches Krankheitsbild stellt das sogenannte Supinatorsyndrom dar. Es wurde im Jahre 1905 erstmalig von Guillain beschrieben und fand sich später immer wieder als Einzelfallbeschreibung in der angelsächsischen Literatur. Der 1965 von Mumenthaler und Schliack veröffentlichten eingehenderen zusammenfassenden Darstellung der dissoziierten Radialislähmung vom proximalen Unterarmtyp folgten weitere wie unter anderen von A. Prill 1967 oder von D. Stille 1974. Trotzdem führt die immer noch recht spärliche Abhandlung dieses charakteristischen Syndroms in den einschlägigen Lehrbüchern wiederholt zu Fehldiagnosen. Hauptursache für diese diagnostischen Irrtümer dürfte sein, daß hier eine "Radialisparese ohne Fallhand" vorliegt. Der Ort der Schädigung befindet sich an der Stelle, an der der Ramus profundus des N. radialis durch den M. supinator tritt. Denn hier, distal vom Ellenbogengelenk, haben die Versorgungsäste des M. brachioradialis und M. extensor carpi radialis den Hauptnerv bereits verlassen, was dazu führt, daß die Funktion dieser beiden Muskeln von der Schädigung des Nerven im Bereich der Supinatorloge nicht betroffen ist. Es kommt also nicht zu der für die obere oder mittlere Radialisparese typischen Fallhand, da der M. extensor carpi radialis in zwar abgeschwächter und radial betonter Form eine Dorsalflexion der Hand

durchaus noch ermöglicht. Die Teilung des N. radialis in den sensiblen Ramus superficialis und den motorischen Ramus profundus erfolgt ebenfalls oberhalb des Supinatordurchgangs. Bei einer Läsion in diesem Engpaß kommt es deshalb charakteristischerweise zu keinen Sensibilitätsausfällen im autonomen Gebiet des N. radialis.

Als Ursache der isolierten Parese des tiefen Radialisastes findet man direkte Traumen, traumatisch bedingte Hämatome, lokale entzündliche Prozesse, gutartige Tumoren oder chronisch-mechanische Überbelastungen. Iatrogen kann dieses Lähmungsbild ausgelöst werden durch eine muskuläre Injektion in den M. brachioradialis, die man in Kenntnis dieses Umstandes als kontraindiziert ansehen muß. Große diagnostische und therapeutische Schwierigkeiten macht das idiopathische Supinator-syndrom, dessen Prognose verhältnismäßig schlecht ist.

1.6 Fragestellung der Arbeit

Bei der hier vorliegenden Arbeit galt es, mittels der ENG die Impulsleitungsgeschwindigkeit am N. radialis an gesunden Versuchspersonen zu bestimmen, um anhand dieser Befunde die normale Streubreite dieser Werte zu verifizieren und gegen pathologische Werte abzugrenzen. Die Messungen wurden unter routinemäßigen Bedingungen durchgeführt, wie sie in jeder neurologischen Praxis schnell und ohne große Vorbereitung nachvollziehbar sind. Es wurde bewußt auf großen labortechnischen Aufwand verzichtet, um der Forderung der raschen und jederzeitigen Reproduzierbarkeit der Messung gerecht

zu werden. Durch die besondere Wahl der Muskeln, aus denen die Reizantwort abgeleitet wurde, nämlich einmal aus dem M. brachioradialis und zum zweiten aus dem M. extensor digitorum communis wurde die Supinatorloge zwischengeschaltet. Es sollten Aufschlüsse darüber gewonnen werden, wie sich die "ILG" des N. radialis im Supinatordurchgang beim Gesunden verhält und welche Veränderungen bei einem pathologischen Geschehen in diesem Bereich zu erwarten sind.

2. MATERIAL UND METHODE

2.1 Apparat und Elektroden

Für die Untersuchung stand ein handelsüblicher DISA-Elektromyograph vom Typ 14A11 zur Verfügung. (s. Abb. Nr. 1) Dieser Apparat produziert Rechteckimpulse von 0,1 msec Dauer, wobei die Triggierung des Kathodenstrahles mit dem Reiz synchron verläuft und der Reizbeginn exakt dem linken Rand der Bildröhre entspricht. Dies ist für die Messung der Latenzzeit von Bedeutung, da über eine verschiebbare Meßzacke der Abstand zwischen linkem Bildschirmrand und Beginn der Reizantwort genau gemessen und über eine Digitalanzeige direkt in Millisekunden abgelesen werden kann. Die Reizspannung war zwischen 0 bis 500 V variierbar. Die über die Ableitelektrode eintreffenden Muskel-Aktions-

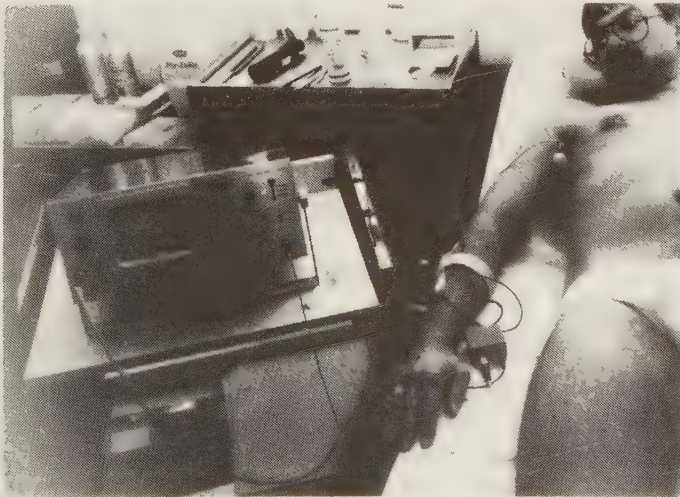


Abb. 1: Meßgerät und Versuchsanordnung

Potentiale (MAP) waren nicht nur optisch auf dem Bildschirm, sondern auch mittels eines Lautsprechers akustisch wahrzunehmen. Leider fehlte ein Speicheroszilloskop, welches den Fehler beim Ablesen reduziert hätte. Dieser lag allerdings nur bei $\pm 0,1$ msec. Die erhebliche Verteuerung der Meßeinrichtung hätte also bei dieser Untersuchung in keinem Verhältnis zum Nutzen gestanden, da die Beurteilung der Form und Amplitude der MAPs für die Messung der Latenzzeit nicht relevant war.

Als Reizelektrode wurde eine bipolare Oberflächenelektrode vom Typ DISA 13K62 verwendet. Es handelt sich hierbei um zwei runde Silberplättchen mit 6 mm Durchmesser, die in einen knopfförmigen Kunststoffblock eingegossen sind. Die Elektroden liegen 25 mm (von Mittelpunkt zu Mittelpunkt) auseinander und sind mit dünnen Filzplättchen überzogen. Vor der Messung werden sie mit einer im Handel erhältlichen Elektrodenpaste (ein Salzgel) bestrichen, um die Leitung zwischen Elektrode und Haut zu verbessern.

Zum Ableiten der Reizantwort diente eine koaxiale Nadelelektrode von ca. 42 mm Länge und 0,65 mm Durchmesser. In einer Stahlkanüle (indifferente Elektrode) verläuft ein mit Araldit isolierter Platindraht (differente Elektrode). Die Nadelelektrode ist über ein abgeschirmtes Zweileiterkabel mit dem Verstärkereingang des Gerätes verbunden.

Die Erdungselektrode, ein geflochtenes Metallband in einer Stoffhülle, wurde ausreichend angefeuchtet und mittels eines Klettverschlusses an der Extremität befestigt. Ihre Aufgabe ist es, elektrische Einflüsse aus der Umwelt auszuschlies-

sen oder abzuschwächen. Wird die Erdungselektrode zwischen Reiz- und Ableitungselektrode angebracht, bewirkt sie eine Entkopplung und verhindert somit Reizeinbrüche in die Ableitung. (11)

2.2 Zeitraum und Ort der Untersuchung

Die Untersuchung wurde von August 1981 bis Dezember 1981 in der Neurologischen Klinik der Universität München durchgeführt. Es wurde immer der selbe Raum benutzt, der eine nahezu konstante Temperatur von 24° bis 25° C aufwies. Eine Schwankung der Temperatur von mehr als 2° C hätte die Meßergebnisse in einem nicht mehr vertretbaren Maße beeinflusst, da ein Temperaturabfall von 1° C eine Verringerung der NLG um ca. 2,4 m/sec zur Folge hat. (4) Auf die Kontrolle der Hauttemperatur wurde verzichtet, da sie einerseits zu aufwendig gewesen wäre, andererseits legten die Probanden die Kleidung erst unmittelbar vor dem Versuch ab, so daß es zu keiner wesentlichen Auskühlung des Armes kommen konnte.

Die Messungen fanden immer zwischen 15.00 Uhr und 17.00 Uhr statt, obwohl ein Einfluß der Tageszeit auf elektroneurographische Untersuchungen umstritten ist. (4)

2.3 Versuchspersonen

Als Versuchspersonen wurden 30 Probanden ausgewählt, in deren Anamnese kein Anhalt für eine neurologische Erkrankung zu finden war. Außerdem war weder eine Stoffwechselerkrankung bekannt, noch lag ein chronischer Drogen- oder Medikamentenabusus vor. Es stellten sich acht weibliche und zwei-

undzwanzig männliche Versuchspersonen zur Verfügung. Deren Meßwerte wurden gleichrangig behandelt, da das ungleiche Zahlen-Verhältnis zwischen männlich und weiblich keine aussagekräftige Statistik über eventuelle Unterschiede erlaubt. Die Probanden waren im Durchschnitt 25,6 Jahre alt, wobei die jüngste Versuchsperson 13 Jahre zählte und die beiden ältesten sich bereits im 33. Lebensjahr befanden. (Altersverteilung s. Abb. 2)

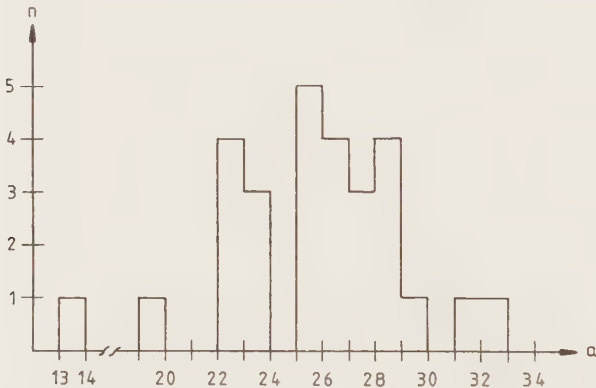


Abb. 2: Altersverteilung der Versuchspersonen

2.4 Versuchsdurchführung

Die Versuchsperson lag entspannt mit entblößtem Oberkörper in Rückenlage auf einer Untersuchungs-
liege. Nun wurde die Erdungselektrode ausreichend angefeuchtet und in der Mitte des rechten Unterarmes befestigt. Zur Feststellung des geeignetsten Punktes für den Einstich der Ableitnadelektrode ging man vor wie folgt:

- a) Bei angelegtem Oberarm drückt der Proband nach oben aus einer mittleren Beugstellung des Ellenbogens und mit senkrecht nach oben zeigendem Daumen gegen die Hand des Untersuchers, der dem Druck der Versuchsperson gerade so viel Kraft entgegenbringt, daß sich der Unterarm des Probanden nicht bewegt. Dabei stellt sich der M. brachioradialis deutlich sichtbar distal des Ellenbogengelenks dar. Der Muskelbauch wird an der Stelle des größten Durchmessers in der Mitte mit einem wasserlöslichen Farbstift markiert.
- b) Der Untersucher legt sämtliche Finger einer Hand auf den distalen Abschnitt der Streckseite des zu untersuchenden Unterarmes und fordert den Probanden auf, die Finger abwechselnd zu strecken und zu beugen. Es ist nun leicht möglich, den Muskelbauch des M. extensor digitorum communis zu palpieren und wie oben die Einstichstelle zu kennzeichnen.

Der obere Einstichpunkt (neben der Markierung!) wird jetzt mit Alkohol desinfiziert. Man entnimmt die Nadelelektrode der sterilen Verpackung, befestigt sie am Verbindungskabel zum Gerät und sticht sie entschlossen etwa 1,5 cm tief in den entspannten Muskel. Zur Kontrolle wird der Proband aufgefordert, den Muskel zu innervieren. Über den Lautsprecher des Elektromyographen hört man, ob die Nadel richtig sitzt, oder ob eine Korrektur notwendig wird. Mit einem Klebeband befestigt man das Ableitkabel in einer weiten Schleife an der Hülle der Erdungselektrode und verhindert so ein durch das Gewicht des Kabels verursachtes Abknicken der

Nadel im Muskel, welches, wie anfänglich geschehen, sehr schmerzhaft für den Probanden ist. Es ist wichtig, daß während der Messung im Arm absolute Innervationsstille herrscht. Dies wird vom Untersuchten selbst bewerkstelligt, indem er den Arm so entspannt, bis keine Eigenimpulse mehr über den Lautsprecher hörbar sind.

Um eine weitere Störquelle auszuschalten, wird die Versuchsperson gebeten, sich mit saugfähigen Papierhandtüchern den Schweiß aus der Achselhöhle zu wischen. Bedingt durch die Raumtemperatur und einem erhöhten Sympatikustonus aus Skepsis oder Angst der Untersuchung gegenüber ist die Schweißsekretion in diesem intertriginösen Raum erheblich gesteigert. Dies ist nach jeder Messung zu wiederholen, da sich jetzt zusätzlich zum Schweiß auch noch Elektrodenpaste in der Achselhöhle befindet.

Zur Stimulation nimmt man nun die Reizelektrode und trägt auf die Filzplättchen reichlich Elektrodenpaste auf. Es ist hier jedoch darauf zu achten, daß durch die Paste kein elektrischer Kontakt zwischen den beiden Reizpolen hergestellt wird. Es hat sich bewährt, den Knopf der Reizelektrode zwischen Zeige- und Mittelfinger der rechten Hand zu nehmen und, mit dem Daumen als Gegenpol auf dem M. deltoideus liegend, tief und fest in die Achselhöhle zu drücken. Der Anpreßdruck soll so groß sein, daß er vom Probanden gerade noch toleriert wird. Ist der Druck zu niedrig, kann es dazu kommen, daß entweder gar keine Reizantwort erfolgt, oder ihr Beginn so flach verläuft, daß eine genaue Messung der Latenzzeit nicht mehr möglich ist. Parallel zum Anpressen der Reizelektrode dreht der

Untersucher nun mit der linken Hand den Spannungsregler langsam auf. Es soll mit einer niedrigen Spannung des Reizimpulses begonnen werden, die dann langsam gesteigert wird. Sobald ein eindeutiger Reizantwortbeginn erkennbar ist, etwa bei 350 V, werden noch zwei supramaximale Stimuli appliziert, um sicherzugehen, daß sämtliche, besonders die schnell-leitenden Alphafasern, erregt sind. Wenn der Beginn des MAP bei supramaximaler Stimulation feststeht, wird der Spannungsregler sofort auf "null" gestellt. Das langsame Ansteigen der Spannung soll dafür sorgen, daß sich der zu Untersuchende an die Stromstöße gewöhnen kann und nicht, durch einen zu hohen Initialreiz geschockt, die Messung vorzeitig abbricht. Die Meßzacke des Oszillographen wird auf den festgestellten Punkt verschoben und die Latenzzeit auf der neben dem Bildschirm befindlichen Digitalanzeige direkt in Millisekunden abgelesen. (s. auch Abb. 1)

Die anatomischen Verhältnisse in der Achselhöhle erlauben allerdings keine isolierte Stimulation des N. radialis. Da die drei Hauptnerven des Armes in diesem Bereich noch eng nebeneinander liegen, werden alle mitstimuliert und es kommt zur Innervation sämtlicher Armmuskeln. Um ein unkontrolliertes Umerschlagen des Armes zu verhindern, wird er entweder von einem Assistenten festgehalten oder mit einem Riemen an der Liege fixiert.

Bei der Messung der Latenzzeit aus dem M. extensor digitorum communis wird analog verfahren. Nur die Einstichtiefe der Nadelelektrode verringert sich auf etwa einen Zentimeter. Da es beim Anbringen der Nadelelektrode vorkommen kann, daß ein

oberflächlich verlaufendes Gefäß punktiert wird, empfiehlt es sich, zur Blutstillung ein kleines Pflaster bereit zu halten.

Zum Schluß der Untersuchung werden noch die Strecken: Axilla bis M. brachioradialis und Axilla bis M. extensor digitorum communis mit einem Kunststoffband in Zentimetern gemessen. Der Anfang des Maßbandes wird entsprechend der Reizelektrode tief in die Achselhöhle gehalten und das Band auf der Haut, in etwa dem anatomischen Verlauf des N. radialis folgend, zur Einstichstelle der Nadel-elektrode geführt. Für statistische Zwecke mißt man noch die Entfernung zwischen der Ellenbeuge und dem proximalen Einstich und zwischen dem Handgelenk und dem distalen Einstich.

3. ERGEBNISSE

Die Ergebnisse sind nur in Form von Tabellen und Abbildungen aufgeführt, auf eine ausführliche Beschreibung wird verzichtet. Auf die wichtigsten Punkte wird in der Diskussion näher eingegangen.

Gliederung

3.1 Tabellen:

Tabelle 1:	Alter und Geschlecht
Tabelle 2:	L_1 , S_1 , L_2 , S_2
Tabelle 3:	ILG 1, ILG 2
Tabelle 4:	L_1 , L_2^* , L_1/L_2^*
Tabelle 5:	Strecke Ellenbeuge - proximaler Einstich Strecke Handgelenk - distaler Einstich
Tabelle 6:	Werte der Fehlerrechnung
Tabelle 7:	Mittelwerte aller Meßdaten
Tabelle 8:	Vergleich der NLG des N. radialis anderer Autoren mit unserem Wert

3.2 Abbildungen:

Abbildung 3:	ILG von Axilla bis M. brachioradialis
Abbildung 4:	ILG von Axilla bis M. extensor digitorum communis
Abbildung 5:	Korrelation zwischen ILG 1 und ILG 2
Abbildung 6:	Quotient aus L_1 und L_2^*
Abbildung 7:	Diagnostisches Schema zu Abb. 6

3.1 Tabellen

Tabelle 1: Alter und Geschlecht

<u>VP-Nr.</u>	<u>Alter</u>	<u>Geschlecht</u>
1	23	m
2	27	m
3	29	m
4	26	w
5	25	m
6	22	w
7	25	m
8	22	w
9	26	w
10	27	m
11	32	m
12	32	m
13	26	w
14	13	w
15	25	m
16	19	w
17	31	m
18	22	w
19	26	m
20	23	m
21	25	m
22	27	m
23	25	m
24	28	m
25	28	m
26	28	m
27	31	m
28	28	m
29	24	m
30	22	m

Tabelle 2: L_1 , S_1 , L_2 , S_2

VP-Nr.	L_1 (msec)	S_1 (cm)	L_2 (msec)	S_2 (cm)
1	4,8	28,0	7,7	37,0
2	5,1	28,5	7,7	42,0
3	5,6	30,0	7,5	42,0
4	5,7	27,0	7,3	39,0
5	6,0	33,5	8,9	46,0
6	5,3	34,0	7,1	46,0
7	5,6	30,5	8,0	47,0
8	4,8	27,5	6,6	38,5
9	4,8	28,0	8,3	40,5
10	6,2	29,0	8,0	41,5
11	5,4	32,5	7,3	41,5
12	4,9	24,5	7,0	37,0
13	4,2	27,0	6,6	39,5
14	4,4	24,5	6,8	35,5
15	5,3	29,5	8,1	41,0
16	4,8	26,5	7,0	36,5
17	4,9	28,0	6,4	39,5
18	4,7	28,5	7,0	39,5
19	5,3	32,0	8,2	41,0
20	5,5	33,5	7,9	44,0
21	6,1	28,5	7,6	40,0
22	5,3	24,5	7,4	36,5
23	6,6	30,0	9,7	43,0
24	5,5	32,5	6,9	37,5
25	5,8	31,5	6,8	41,0
26	5,9	27,5	6,8	36,5
27	5,7	32,0	6,9	41,0
28	5,2	29,0	6,5	36,0
29	5,6	31,0	7,7	38,0
30	5,8	31,5	7,4	43,5

Tabelle 3: ILG 1 und ILG 2

VP-Nr.	ILG 1 (m/sec)	ILG 2 (m/sec)
1	58,3	48,0
2	55,9	54,5
3	53,6	56,0
4	47,4	53,4
5	55,8	51,7
6	64,1	64,8
7	54,5	58,7
8	57,3	58,3
9	58,3	48,8
10	46,8	51,9
11	60,2	56,8
12	50,0	52,8
13	64,3	59,8
14	55,7	52,2
15	55,7	50,6
16	55,2	52,1
17	57,1	61,7
18	60,6	56,4
19	60,4	50,0
20	60,9	55,7
21	46,7	52,6
22	46,2	49,3
23	45,4	44,3
24	59,1	54,3
25	54,3	60,3
26	46,6	53,7
27	56,1	59,4
28	55,8	55,4
29	55,3	49,3
30	54,3	58,8

Tabelle 4: L_1 , L_2^* , L_1/L_2^*

VP-Nr.	L_1 (msec)	L_2^* (msec)	L_1/L_2^*
1	4,8	5,83	0,82
2	5,1	5,22	0,98
3	5,6	5,36	1,04
4	5,7	5,05	1,13
5	6,0	6,48	0,92
6	5,3	5,25	1,01
7	5,6	5,19	1,08
8	4,8	4,71	1,02
9	4,8	5,74	0,84
10	6,2	5,59	1,11
11	5,4	5,72	0,94
12	4,9	4,63	1,06
13	4,2	4,51	0,93
14	4,4	4,69	0,94
15	5,3	5,83	0,91
16	4,8	5,08	0,94
17	4,9	4,54	1,08
18	4,7	5,05	0,93
19	5,3	6,41	0,83
20	5,5	6,01	0,91
21	6,1	5,41	1,13
22	5,3	4,97	1,07
23	6,6	6,77	0,97
24	5,5	5,98	0,92
25	5,8	5,22	1,11
26	5,9	5,12	1,15
27	5,7	5,38	1,06
28	5,2	5,24	0,99
29	5,6	6,28	0,89
30	5,8	5,36	1,08

Tabelle 5: Strecke Ellenbeuge - prox. Einstich
Strecke Handgelenk - dist. Einstich

VP-Nr.	E-pE (cm)	H-dE (cm)
1	6,5	6,0
2	4,5	9,0
3	7,0	9,0
4	4,5	9,0
5	5,5	8,0
6	5,5	7,0
7	4,0	7,0
8	4,0	9,0
9	5,0	6,5
10	4,5	8,0
11	4,5	9,5
12	5,0	8,5
13	3,0	7,0
14	3,0	9,0
15	5,0	9,0
16	4,0	8,0
17	3,5	9,0
18	3,5	7,0
19	6,0	13,0
20	5,0	12,0
21	4,0	11,0
22	5,0	11,0
23	6,5	8,0
24	4,0	14,0
25	5,0	11,5
26	4,0	11,0
27	4,0	14,0
28	4,0	12,0
29	6,0	12,0
30	5,5	9,0

Tabelle 6: Werte der Fehlerrechnung

Meßwert-Nr.	Delta- v_1 (m/sec)	Delta- v_2 (m/sec)
2	<u>+2,24</u>	<u>+1,48</u>
6	<u>+2,24</u>	<u>+1,68</u>
23	<u>+1,66</u>	<u>+1,23</u>

StAW ILG 1: + 5,273 m/sec

StAW ILG 2: + 4,585 m/sec

Tabelle 7: Mittelwerte aller Meßdaten und
Ergebnisse

Latenzzeit 1:	5,36 msec
Latenzzeit 2:	6,99 msec
Meßstrecke 1:	29,27 cm
Meßstrecke 2:	40,25 cm
E-pE:	4,72 cm
H-dE:	9,47 cm
Alter:	25,57 Jahre
ILG 1:	55,06 m/sec <u>+</u> 5,273 m/sec
ILG 2:	54,39 m/sec <u>+</u> 4,585 m/sec
LVQ:	0,993 <u>±</u> 0,0927

Tabelle 8: Vergleich der NLG des N. radialis
anderer Autoren mit unserem Wert

Name	proximal (m/sec)	Mittelwert (m/sec)	distal (m/sec)
Jebsen (6)	72,0	-	61,6
Thomas (4)	-	75,8	-
Tönnies (4)	69,0	-	61,0
Gassel und Diamantopoulos (2)	74,0	-	72,0
Eigener Wert	-	72,0	-

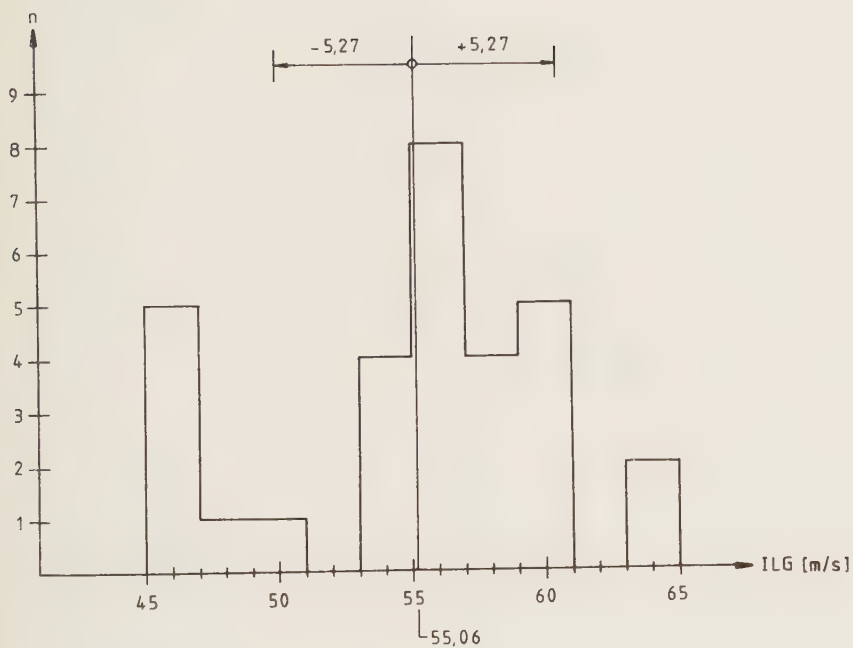


Abb. 3: ILG von Axilla bis M. brachioradialis

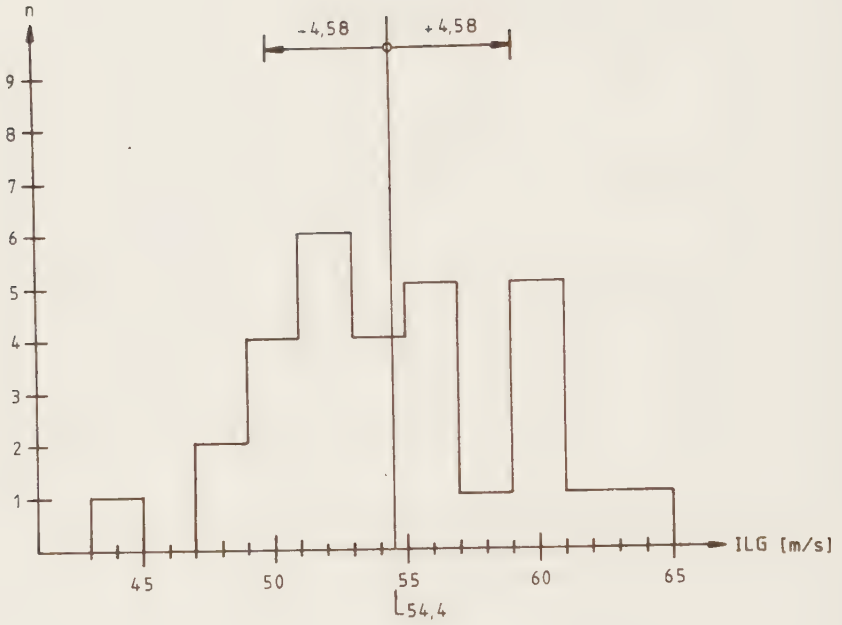


Abb. 4: ILG von Axilla bis M. ext. dig. com.

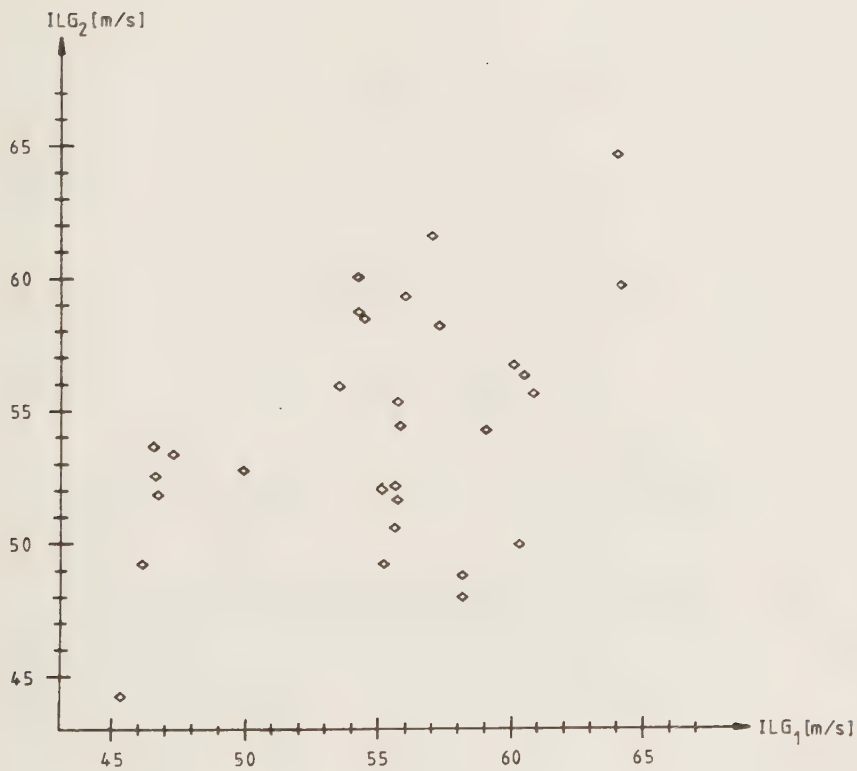


Abb. 5: Korrelation zwischen ILG_1 und ILG_2

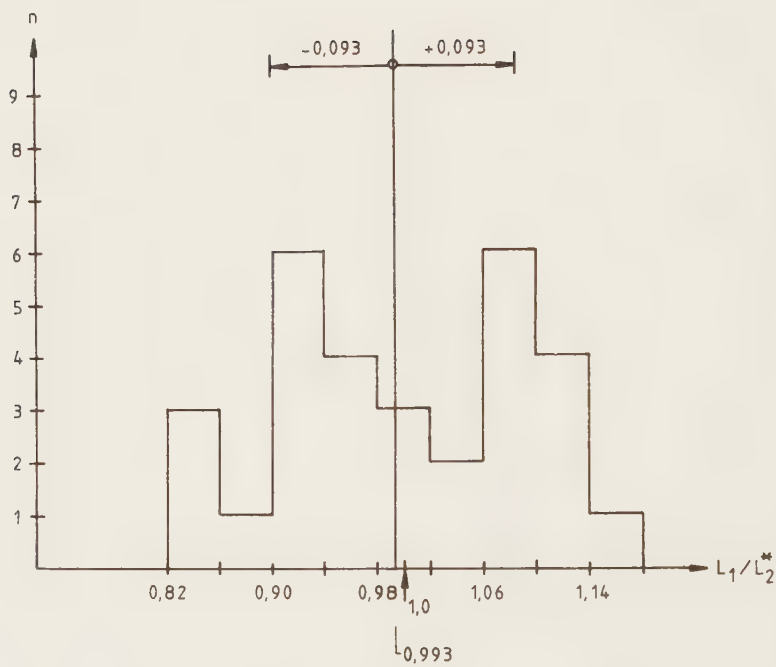


Abb. 6: Quotient aus L_1 und L_2^*

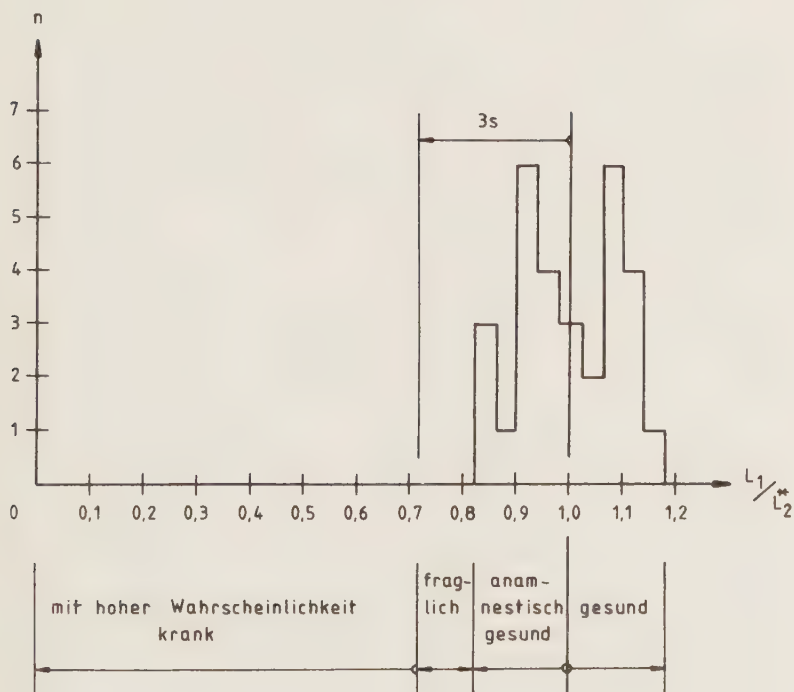


Abb. 7: Diagnostisches Schema zu Abb. 6

4. DISKUSSION

4.1 Anatomie des N. radialis

Der N. radialis ist ein gemischter Nerv aus dem Plexus brachialis (CV - ThI) und erhält seine Anteile aus den Cervikalsegmenten V - VIII. Der Hauptstamm des Nerven entspringt aus dem Fasciculus posterior, einem der drei infraclavikulären Anteile des Plexus brachialis, der sich aus den dorsalen Ästen der Primärstränge bildet.

Verlauf: Der Nerv windet sich spiralig um den Humerus und liegt ihm in der Mitte, im Sulcus N. radialis unmittelbar auf. Im distalen Drittel des Oberarmes tritt er auf die Beugeseite und überquert das Ellenbogengelenk. In Höhe des Caput radii teilt sich der N. radialis in seine Endäste, den Ramus superficialis und den Ramus profundus. Der Ramus superficialis verläuft auf der medialen Fläche des M. brachioradialis, zieht im unteren Drittel des Unterarmes zwischen dem Muskel und dem Radius auf die Streckseite und erreicht den Handrücken. Der Ramus profundus durchbohrt schräg den M. supinator, gibt dann seine zahlreichen Muskeläste ab und gelangt schließlich als dünner N. interosseus antebrachii posterior zum Handgelenk.

Sensible Äste: Als sensible Äste für den Oberarm aus dem N. radialis finden sich der N. cutaneus brachii posterior für einen Hautbezirk an der Streckseite und der N. cutaneus brachii lateralis inferior. Noch im Bereich des Oberarmes zweigt der N. cutaneus antebrachii posterior ab, der einen Hautstreifen an der radialen Streckseite des Unterarmes versorgt. Der sensible Ramus superficia-

lis entläßt am Handrücken die Nn. digitales dorsales und bildet so die sensiblen Afferenzen von der Streckseite des Daumens, der Grundglieder des zweiten und dritten Fingers und von der radialen Hälfte der Ringfingerstreckseite. Zwischen den Nn. digitales dorsales und dem N. ulnaris besteht noch ein Ramus communicans.

Motorische Äste: (s. auch Abb. 8) Im mittleren Drittel des Oberarmes verlassen die Rami musculares für die einzelnen Bäuche des M. triceps und

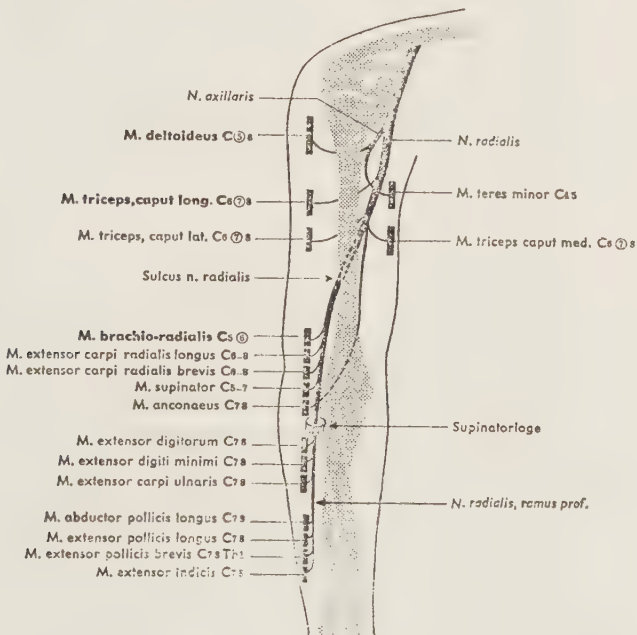


Abb. 8: Motorische Äste des N. radialis (5)

für den M. anconaeus den Hauptnervenstamm. Vor seiner Aufzweigung in die beiden Endäste entläßt der N. radialis etwa im Bereich des Epicondylus lateralis die Versorgungsäste für den M. brachialis und den M. extensor carpi radialis longus. Im Durchtritt durch den M. supinator, den der Ramus profundus innerviert, gehen Äste zum M. extensor carpi radialis brevis ab. Unterhalb des Supinator-Durchgangs entsendet der Nerv in unterschiedlicher Höhe die motorischen Äste für die übrigen Streckmuskeln der Hand: M. extensor digitorum communis, M. extensor digiti minimi, M. extensor carpi ulnaris, M. abductor pollicis longus, M. extensor pollicis brevis. Den M. extensor pollicis longus und den M. extensor indicis erreichen schließlich Fasern aus dem Endast des Ramus profundus, dem N. interosseus posterior. (8)

4.2 Allgemeines zur Messung

Es war zunächst vorgesehen, den N. radialis über den Plexus brachialis supraklavikulär am Erb'schen Punkt zu stimulieren. Diese, von einigen Autoren (4,6) empfohlene Stelle hätte den Vorteil gehabt, daß die Gewebeschicht über dem Nerv, die der Reiz in ausreichendem Maß zu überbrücken hätte, verhältnismäßig dünn gewesen wäre. Außerdem wäre die Messung der Impulslaufstrecke einfacher und genauer durchführbar gewesen, da der Reizpunkt exakt zu bestimmen war. Es stellte sich jedoch heraus, daß bei Reizung an diesem Punkt durch Mitreaktion einiger Halsmuskeln ein heftiges Zucken des Kopfes nicht zu verhindern war. Da dieser, als äußerst unangenehm empfundene, Effekt für freiwillige Ver-

suchspersonen nicht zumutbar war, wurde der Stimulationsort tief in der Axilla vorgezogen. Es zeigte sich sehr bald, daß nach einigen vorbeugenden Maßnahmen (s. Versuchsbeschreibung 2.4) gleichwertige Meßergebnisse erzielt wurden.

Auch unter dem Aspekt der Zumutbarkeit wurde erwogen, ob die Messungen mit Oberflächenableitelektroden durchgeführt werden sollten. Wie Mayer 1963 und Trojaborg 1964 feststellten, führt die Ableitung mit Oberflächen Elektroden zu den selben Ergebnissen, wie die mit Nadelelektroden. Es mußte jedoch absolut sicher sein, daß die abgeleitete Reizantwort bei der distalen Messung aus dem M. extensor digitorum communis stammt und nicht mittels der von Gassel 1964 und Yap + Hirota 1967 beschriebenen sogenannten "volume conduction" aus dem benachbarten M. extensor carpi radialis. In diesem Falle wäre die ganze Messung wertlos, da - wie bereits erwähnt - der Versorgungsast des M. extensor carpi radialis oberhalb des Supinatordurchgangs abzweigt. Eine Zwischenschaltung der Supinatorloge wäre nicht mehr gegeben und die Messung würde zu einer falsch negativen Beurteilung der diagnostischen Fragestellung im Sinne des Supinator-syndroms führen, weil ja bei beiden Messungen der gesunde Anteil des N. radialis untersucht würde. Es kamen aus diesen Gründen also nur Nadelelektroden für die Ableitung in Frage, bei denen gewährleistet ist, daß nur Potentiale erfaßt werden, die im Muskel entstehen (4). Zum überwiegenden Teil wurde der Einstich der Nadelelektrode von den Probanden auch gut toleriert.

Während der Untersuchungen kam es selten vor, daß keine eindeutige Reizantwort abgelesen werden konnte. Dies war durch einige Störfaktoren verursacht, deren Beseitigung allerdings keine Schwierigkeiten bereitete. Anfänglich stellte sich heraus, daß bei adipösen Probanden der Anpreßdruck der Reizelektrode zu gering war. Es wurde im Weiteren dazu übergegangen, mit dem Druck der Elektrode bis zur Toleranzgrenze zu gehen, und es kam anschließend zu keinen neuen Ausfällen. Mitunter waren die Nadelelektroden zu stumpf geworden; das rührt daher, daß die Elektroden nach Gebrauch sterilisiert und wiederverwendet werden müssen. Leider ist es nicht möglich, die Funktionsfähigkeit der Nadelelektrode mit dem bloßen Auge zu beurteilen. Die Verwendung einer neuen Nadel schaffte schnelle Abhilfe. Einige Male kam es vor, daß der Sitz der Nadelelektrode im M. extensor digitorum communis korrigiert werden mußte. Der M. extensor digitorum communis ist wesentlich dünner als der M. brachioradialis. Es war also notwendig, die Einstichgeschwindigkeit zu reduzieren, um nicht durch den Muskel hindurchzustechen. Das führte dazu, daß manchmal die Nadel nur in der oberen Faszie steckte, über den Lautsprecher aber den Eindruck vermittelte, sie säße richtig im Muskel. Erst die erheblich verlängerte Latenzzeit machte auf den falschen Sitz aufmerksam. Durch ein kurzes Nachstoßen (man spürt deutlich, wie der Widerstand der Faszie überwunden wird) wird die Lage der Nadel verbessert. Die Korrektur der Nadelelektrode bereitet dem Probanden keine zusätzlichen Schmerzen, es mußte nur die Stimulation wiederholt werden.

Es wurde versucht, die Anzahl der Elektrostimuli auf ein Minimum zu beschränken. Dies war, bei einem normalen Ablauf der Untersuchung, bei 25 Personen möglich. So wurden im Durchschnitt drei in ihrer Stärke ansteigende Stimuli und zwei supramaximale Reize appliziert. Bei vier Versuchspersonen mußte die Messung der distalen Latenz und bei einer die der proximalen wiederholt werden. Die Anzahl der zu setzenden Reize erhöhte sich entsprechend.

Nach Beendigung der Messung wurden die Probanden noch gebeten, sich über ihre subjektiven Empfindungen während des Vorganges zu äußern. Den Einstich der Nadelelektroden bewerteten dreiundzwanzig als indifferent und nur sieben empfanden ihn als unangenehm. Bei der elektrischen Stimulation schwankten die Ansichten etwas mehr. Ein Proband empfand sie sogar als "erheiternd", sechzehn als "indifferent", elf als "unangenehm" und je einer als "sehr unangenehm" und "unerträglich". Übereinstimmend gaben die Versuchspersonen an, daß der Umstand, daß ihre Muskeln aktiviert würden, ohne daß sie ihnen den Befehl dazu gegeben hätten, mittelstarkes Unbehagen auslöste. Auf die Praxis übertragen, kann man zusammenfassend sagen, daß die oben beschriebene Untersuchung sich im üblichen Bereich körperlicher Affektionen bewegt, mit denen diagnostische Maßnahmen verbunden sind.

4.3 Auswertung der Meßergebnisse

Wie bereits erwähnt, wurden bei der vorliegenden Untersuchung Latenzzeiten am rechten N. radialis gemessen, die ein in der Axilla gesetzter supra-maximaler Stimulus benötigt, um a) den M. brachioradialis und b) den M. extensor digitorum communis zu erreichen (Tabelle 2). Aus diesen Werten und den gemessenen Strecken wurden nach der Formel $v = s/t$ (v = Geschwindigkeit, s = Strecke, t = Zeit) Impulsleitgeschwindigkeiten ("ILG") errechnet (Tabelle 3).

Es ergab sich für die proximale Latenz ("ILG 1") ein Durchschnittswert von 55,06 m/sec. Der niedrigste Wert lag bei 45,4 m/sec, der höchste bei 64,3 m/sec.

Bei der distalen Latenz ("ILG 2") errechnete sich ein Mittelwert von 54,39 m/sec mit 44,3 m/sec als Minimal- und 64,8 m/sec als Maximalwert.

Die aus diesen Werten resultierende Standardabweichung¹ lag für "ILG 1" bei $\pm 5,273$ m/sec und für "ILG 2" bei $\pm 4,585$ m/sec. Daraus folgt ein Streubereich¹ von $T1 = 14,5$ m/sec und $T2 = 12,62$ m/sec bei einer Bandbreite von $B1 = 20,5$ m/sec und $B2 = 18,9$ m/sec. Der Streubereich wurde berechnet unter Berücksichtigung einer statistischen Sicherheit von 99 % und in ihm befinden sich in beiden Fällen 100 % der Meßwerte.

¹ = Verwendete Formeln s. Formelverzeichnis

Im Bereich von 1 s finden sich bei "ILG 1" 21 (70% der Werte) und 9 (30%) im 2 s-Bereich, also 100% im Abstand von 2 s vom Mittelwert.

Bei "ILG 2" liegen nur 18 (60% der Werte) innerhalb 1 s, 10 (33%) innerhalb 2 s und 2 (6%) im 3 s-Bereich, allerdings hart an der Grenze zu 2 s. (Abb. 4)

Für die Werte, die außerhalb des 2 s-Bereichs lagen, wurde der Ausreißer-Test nach Nalimov¹ durchgeführt. Es zeigte sich, daß $r_6^* = 2,307$ und $r_{23}^* = 2,241$, beide kleiner als $r(99) = 2,498$. Daraus folgt, daß es sich bei diesen Werten, wie die Verteilung in Abbildung 4 vermuten läßt, mathematisch erwiesen nicht um Ausreißer handelt, sondern um Werte, die der normalen Streuung unterliegen. Obwohl die verhältnismäßig geringe Anzahl von Meßwerten keine präzise Darstellung innerhalb einer Gauß-Kurve zuläßt, kann man dennoch aufgrund der statistischen Daten und unter kritischer Beurteilung der Abbildungen 3 und 4 mit hoher Wahrscheinlichkeit davon ausgehen, daß bei den gefundenen Meßwerten und den daraus errechneten Ergebnissen eine Normalverteilung vorliegt.

4.4 Einfluß der Meßfehler auf die Streuung

Um die obige Aussage zu sichern, erschien es notwendig, den systematischen Meßfehler möglichst objektiv abzuschätzen und zu prüfen, inwieweit die Streuung der Daten auf ihm beruht. Wie eingangs

¹ = Verwendete Formeln s. Formelverzeichnis

erwähnt, handelt es sich bei unserer Messung um eine Untersuchung, die, unter Routinebedingungen und mit verhältnismäßig geringem Zeitaufwand durchgeführt, eine optimale diagnostische Aussage ermöglichen soll. Trotz dieses scheinbaren Widerspruchs war es möglich, nach einiger Übung des Meßvorganges rasch und recht genau zu arbeiten. Obwohl der Beginn der Reizantwort nicht mit Hilfe eines Speicheroszilloskops fixiert werden konnte, lag der Fehler beim Ablesen der Latenzzeit nicht über $\pm 0,1$ msec. Bei der Messung der Laufstrecke ist es unbedingt erforderlich, das Ende des verwendeten Maßbandes entsprechend der Reizelektrode tief in die Axilla zu drücken, um so den Stimulationspunkt zu erreichen. Der Einstichpunkt der Ableitelektrode lag eindeutig fest. Die Differenz zwischen der an der Haut gemessenen Laufstrecke und der tatsächlichen Länge des Nerven wurde nicht berücksichtigt, da die Messung in dieser Form immer am Lebenden durchgeführt wird und der Unterschied zwar von akademischem Interesse, klinisch jedoch von untergeordneter Bedeutung ist. Jepsen untersuchte diese Differenz an fünf Leichen und fand, daß die tatsächliche Nervenlänge um durchschnittlich 0,54 cm länger ist als die Strecke an der Oberfläche. Gassel und Diamantopoulos und Carpendale kamen zu ähnlichen Ergebnissen. Der systematische Fehler bei der Streckenmessung lag demnach nicht über ± 1 cm.

Mit diesen abgeschätzten Fehlern wurde ein Vertreter für einen hohen Wert (Nr. 6), einer für einen mittleren (Nr. 2) und einer für einen niedrigen Wert (Nr. 23) einer Fehlerrechnung unterzo-

gen. (Werte s. Tabelle 6) Es ergab sich in allen drei Fällen, daß der Fehler für "ILG 1" größer war als für "ILG 2". Dies entspricht den Erwartungen, da bei gleichem absolutem Meßfehler ein größerer Wert immer eine schärfere Aussage zuläßt. Sämtliche Fehler waren auch deutlich kleiner als die Standardabweichung. Daraus folgt, daß die Streuung der Daten wesentlich größer ist, als der systematische Meßfehler und nicht aus ihm resultieren, sondern aus den anatomisch physiologischen Unterschieden zwischen den Probanden im Sinne einer Normalverteilung.

4.5 Korrelation zwischen "ILG 1" und "ILG 2"

Bei der graphischen Antragung von "ILG 1" gegen "ILG 2" ergibt sich eine Punktwolke (Abb. 5), die eine positive Korrelation erwarten läßt. Dies bestätigt sich rechnerisch durch den Korrelationskoeffizienten¹ von $K=0,47$. Die proximalen Impulsleitgeschwindigkeiten sind also mit den distalen mäßig stark korreliert. Das bedeutet, daß schnelle Werte im oberen Abschnitt auch schnelle Werte im unteren erwarten lassen und bei langsamen Werten im oberen Bereich sich im unteren Werte finden werden, die in der gleichen Größenordnung liegen. Diese Aussage findet man auch bei der Betrachtung der Einzelwertpaare bestätigt und sie spricht für eine Konstanz der NLG auf der gesamten Länge ein und desselben Nerven. Der Mittelwert des oberen Meßabschnittes ist um 0,67 m/sec größer als der des unteren. Jepsen fand 1966 bei einer Unter-

¹ = Verwendete Formeln s. Formelverzeichnis

suchung der NLG am N. radialis an 49 gesunden Versuchspersonen einen signifikanten Leitgeschwindigkeitsunterschied von 10,4 m/sec zwischen dem proximalen und distalen Abschnitt. In nur 7 Fällen von den 98 untersuchten Nerven war die Geschwindigkeit im unteren Abschnitt größer und in nur einem Fall war die Geschwindigkeit im proximalen Segment niedriger als 60 m/sec. Bei der letztgenannten Person wurde der Verdacht geäußert, daß eine noch nicht bekannte pathologische Veränderung im oberen Nervenabschnitt für die auffällige Verlangsamung verantwortlich sein dürfte. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Gilliatt und Thomas, Mayer, Trojaborg und andere bei NLG-Untersuchungen am N. ulnaris. Ebenso fanden Mavor und Libman und wiederum Mayer und Trojaborg eine größere NLG im proximalen Abschnitt des N. medianus. Im Gegensatz dazu konnte Redford keinen Unterschied zwischen proximalem und distalem Segment des N. medianus feststellen. Spiegel und Johnson berichten sogar von einer geringfügig höheren Leitgeschwindigkeit im distalen Segment des N. ulnaris. Die Mehrzahl der Autoren stimmen aber dahingehend überein, wie auch die einschlägigen Lehrbücher, daß der proximale Abschnitt eines Nerven eine höhere Leitgeschwindigkeit aufweist als der distale. Als mögliche Ursache hierfür diskutierte Trojaborg einen Temperaturunterschied zwischen Ober- und Unterarm. Er fand eine Differenz von 0,6° C. Spiegel und Johnson maßen 1,14° C Unterschied. Bei der von Henriksen gefundenen NLG-Verlangsamung von 2,4 m/sec pro Grad Celsius spielt das Temperaturgefälle bei der niedrigeren Leitgeschwindigkeit im distalen Abschnitt eines Nerven sicher auch eine

Rolle. Die Hauptursache dürfte jedoch die Tatsache sein, daß der Durchmesser eines Nerven zur Peripherie hin abnimmt. Eine direkte Abhängigkeit der NLG vom Durchmesser des Nerven ist bereits seit Langem bekannt.

Es war nun zu prüfen, ob der Unterschied der Mittelwerte bei der vorliegenden Meßreihe signifikant ist. Bei den Einzelwerten war die "ILG 1" bei 16 (53,3%) größer als bei "ILG 2" und 14 (46,7%) langsamer. Differenzierter betrachtet ergab sich, daß 6 (20%) wesentlich größer (Differenz größer 5 m/sec), 10 (33,3%) größer, 9 (30%) kleiner und 5 (16,7%) wesentlich kleiner waren. Die Mittelwerte wurden nun dem t-Test unterzogen und es stellte sich heraus, daß die Werte sich nicht signifikant unterscheiden und somit, wie auch die Standardabweichungen, zu einem Gesamtwert zusammengefaßt werden dürfen. Es ergibt sich für die **durchschnittliche "ILG" am rechten N. radialis** bei den von uns untersuchten Versuchspersonen ein Wert von **54,72 m/sec $\pm$ 4,93 m/sec** und es läßt sich kein Unterschied der Leitungsgeschwindigkeiten zwischen dem proximalen und distalen Segment feststellen. Dieses Ergebnis stimmt demnach nur mit dem von Redford überein und steht im Widerspruch zu den Ergebnissen der anderen Autoren. Es ist allerdings zu berücksichtigen, daß bei der hier verwendeten Meßanordnung keine Nervenleitungsgeschwindigkeiten gemessen werden konnten. Die von uns ermittelten Latenzzeiten setzen sich aus mehreren Komponenten zusammen, von denen nur eine der reinen Nervenimpulslaufzeit entspricht.

Es sind dies:

1. die Nutzzeit. Das ist die Zeit, die verstreicht, bis der gesetzte Reiz im Nerven eine fortleitende Erregung erzeugt hat. Sie liegt bei etwa 0,1 msec. (10)
2. die Laufzeit in der Nervenfaser.
3. die Zeit, die der Impuls braucht, um den Endabschnitt des Nerven zu überbrücken. In diesem Bereich fehlt dem Neuriten die Myelinscheide und die Laufgeschwindigkeit ist entsprechend verlangsamt. (ca. 0,5 msec (10))
4. die neuromuskuläre Übertragungszeit an der motorischen Endplatte. Hier schwanken die Angaben der Autoren (4,10,18) zwischen 0,5 und 1 msec.

Es wurde also von uns die Gesamtzeit gemessen, die ein künstlich gesetzter Reiz benötigt, um das komplette System anatomischer Strukturen zu durchlaufen und das Erfolgsorgan zu erreichen. Die errechneten Laufgeschwindigkeiten sind folglich wesentlich kleiner als die reinen Nervenleitgeschwindigkeiten, wie sie von anderen Autoren bestimmt wurden. Hier liegt eine mögliche Erklärung dafür, daß bei der von uns durchgeführten Untersuchung kein Geschwindigkeitsunterschied zwischen oberem und unterem Abschnitt gefunden werden konnte. Der M. extensor digitorum communis weist eine geringere Muskelmasse auf als der M. brachioradialis. Dieser anatomische Unterschied könnte eine zeitliche Kompensation der verlängerten Laufzeit im unteren Nervensegment bewirken, indem sich der Impuls im geringeren Volumen des Muskels schneller ausbreitet. Inwieweit anatomisch physiologische Verhältnisse in der Lage sind, die langsamere

Leitgeschwindigkeit im Endabschnitt eines Nerven zu kompensieren, müßte in einer weiteren spezifischen Untersuchung geprüft werden.

4.6 Abschätzung der NLG des N. radialis

Wie bereits erwähnt, erlaubt die von uns angewandte Meßanordnung keine Bestimmung der reinen NLG, da mit unserer Methode eine Trennung der Residuallatenzzeit von der Laufzeit des Impulses im Nerven rechnerisch nicht möglich ist. Um jedoch trotzdem unsere Werte mit denen anderer Autoren vergleichen zu können, wurde mit der in der Literatur beschriebenen durchschnittlichen Residuallatenzzeit eine NLG am N. radialis abgeschätzt, die Größenordnungsmäßig in der Nähe der tatsächlichen NLG liegen muß. Dieser Wert der mittleren Residuallatenzzeit liegt bei 1,35 msec, und es ergibt sich daraus eine durchschnittliche NLG am N. radialis von 72 m/sec. Auf eine Berechnung der Bandbreite wurde verzichtet, da diese Werte infolge der Abschätzung zu ungenau würden, um eine verwertbare Aussage zuzulassen. Wir verweisen auf die Ergebnisse, die wir tatsächlich gemessen haben und mit denen auch weiterhin gearbeitet werden wird. Der kalkulierte Wert der NLG liegt jedoch trotz der indirekten Methode der Ableitung erstaunlich nahe bei den Werten, die andere Autoren gefunden haben. So berichten Gassel und Diamantopoulos 1964 von einer NLG am N. radialis im proximalen Abschnitt von 74 m/sec und im distalen Abschnitt von 72 m/sec. Jebesen veröffentlichte 1966 eine NLG von proximal 72 m/sec und distal 61,6 m/sec. Bei ihm findet sich der größte Unterschied zwischen oberem und unterem Nervenabschnitt. Thomas gibt ebenfalls

nur einen Gesamtdurchschnittswert am N. radialis in der Größenordnung von 75,8 m/sec an, und Tönnies erwähnt eine Geschwindigkeit zwischen 69 m/sec und 61 m/sec in den Abschnitten des N. radialis (s. Tabelle 8). Die Übereinstimmung dieser Werte mit unserer geschätzten NLG bestätigt erneut die Größenordnung der Residuallatenzzeit, wie sie von den genannten Autoren bestimmt wurde, und gibt einen weiteren Hinweis auf die Richtigkeit unserer Messung.

4.7 Ableitung einer Kenngröße mit diagnostischer Aussagekraft

Wie die Ergebnisse zeigen, wird die Impulsleitung im N. radialis von der Supinatorloge beim Gesunden nicht beeinträchtigt. Bei der großen Streubreite neurographischer Befunde kann es sich jedoch als schwierig erweisen, pathologische Untersuchungsergebnisse gegen normale abzugrenzen. Der Verdacht auf eine Funktionsstörung des N. radialis ergibt sich aus der klinischen Untersuchung. Es ist zunächst festzustellen, ob der Nerv in toto geschädigt ist, oder ob eine umschriebene Läsion vorliegt. Zu diesem Zweck vergleicht man die gemessene "ILG" des proximalen Abschnitts mit den gefundenen Normalwerten. Ein Wert unterhalb von 40 m/sec, also außerhalb des 3 s-Bereichs würde den hochgradigen Verdacht zulassen, daß der Nerv bereits im oberen Abschnitt geschädigt ist und kein Engpaßsyndrom im unteren Bereich für die Symptomatik verantwortlich ist. Liegt der Wert im Normbereich, kann er als Vergleichsparameter zum distalen Abschnitt des Nerven dienen, also in dem Bereich, in dem die physiologische Enge der Supina-

torloge bei einem pathologischen Geschehen zu einer NLG-Verlangsamung führen kann. Um eine aussagekräftige Kenngröße zu ermitteln ist es notwendig, die Latenzzeit der distalen Messung auf die Strecke des oberen Segments zu berechnen. Es wird also die Zeit bestimmt, die ein gesetzter Impuls benötigen würde, im Funktionszustand des distalen Nervenabschnitts die Strecke des proximalen zu durchlaufen. Diese L_2^* berechnet man aus der Formel

$$L_2^* = \frac{S_1 \times L_2}{S_2}$$

Nun bildet man den Quotienten aus L_1 und L_2^* , der je nach Größe von L_2^* über oder unter 1 liegt. Dieser Latenzzeitenvergleichsquotient (LVQ) erlaubt nun eine direkte Aussage über den Funktionszustand des distalen Nervensegments im Vergleich zum proximalen. Bei den von uns untersuchten 30 gesunden Versuchspersonen lag der LVQ zwischen 0,82 und 1,15 (Tabelle 4). Der Mittelwert war 0,993 und die Standardabweichung $\pm 0,0927$. 100% der Werte lagen im 2 s-Bereich (Abb. 6). Die Streubreite ist 0,33. Es findet sich eine sehr scharfe Verteilung um den Wert 1 (Abb. 7), wobei alle Werte größer 1 im Sinne der diagnostischen Fragestellung Supinatorsyndrom als negativ zu interpretieren sind, da hier L_2^* kleiner L_1 ist. Alle LVQ kleiner 1, also L_2^* größer L_1 wurden gefunden bei anamnestisch Gesunden, und zwar nicht unter 0,82. Hieraus läßt sich folgende Schlußfolgerung auf die diagnostische Aussagekraft des LVQ bei begründetem Verdacht auf ein Supinatorsyndrom ziehen:

Ein gefundener Wert unterhalb von 0,7 (3 s-Bereich) läßt mit hoher Wahrscheinlichkeit auf eine Schädigung und eine daraus resultierende NLG-Verlangsamung in der Supinatorloge schließen.

Damit bietet unsere Meßanordnung eine wertvolle Hilfe bei der Sicherung der Verdachtsdiagnose "Supinatorsyndrom". Es ist dabei zu berücksichtigen, daß es sich hier um eine Untersuchung handelt, die routinemäßig und mit minimalem technischen und zeitlichen Aufwand durchgeführt werden kann.

Eine ähnliche Aussage ließe sich natürlich auch mit dem direkten Vergleich der NLG machen. Hier liegt der Vorteil unserer Methode. Denn um reine NLG zu bestimmen, ist es notwendig, einen Nervenabschnitt zweimal an verschiedenen Punkten zu stimulieren. Das würde beim vorliegenden Problem vier Stimulationen benötigen, im Gegensatz zu nur zwei Reizungen, die bei uns obligatorisch waren.

Ein weiterer Nachteil jeder neurographischen Untersuchung ist der, daß nur eklatante pathologische Veränderungen aufgedeckt werden können, weil durch die große physiologische Streubreite von Nervenleitgeschwindigkeiten dezente NLG-Veränderungen verborgen bleiben. Auch würde ein Patient, dessen NLG normalerweise an der oberen Normgrenze zu finden wäre, mit einer NLG-Verlangsamung innerhalb der Bandbreite neurographisch immer noch gesund erscheinen. Eine NLG-Verlangsamung distal eines physiologischen Engpasses, wie hier in der Supinatorloge, ist durch den LVQ immer festzustellen. Es besteht nur die Gefahr, daß der proximale

Vergleichsabschnitt falsch negativ bewertet wird. Bei einer einseitigen Schädigung könnte man jedoch den gleichen Nerv der Gegenseite untersuchen, um den patientenspezifischen NLG-Status zu bestimmen.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Es wurden an 30 gesunden Versuchspersonen unter klinischen Routinebedingungen motorische "ILG" am rechten N. radialis bestimmt. Die Messungen wurden mit einem handelsüblichen Elektromyographen durchgeführt. Durch die Wahl der Ableitmuskeln (a: M. brachioradialis; b: M. extensor digitorum communis) wurde die Supinatorloge zwischengeschaltet. Es ergab sich im Einzelnen:

1. Die "ILG" im oberen Abschnitt lag bei $55,06 \text{ m/sec} \pm 5,273 \text{ m/sec}$, die des unteren Abschnittes bei $54,39 \text{ m/sec} \pm 4,585 \text{ m/sec}$. Die Einzelwerte liegen zwischen $44,3 \text{ m/sec}$ und $64,8 \text{ m/sec}$ und ergeben eine durchschnittliche Bandbreite von $18,7 \text{ m/sec}$. Die Werte beider Messungen streuen im Sinne einer Normalverteilung. "ILG 1" und "ILG 2" sind mit $K = 0,47$ mäßig stark korreliert.
2. Der durchschnittliche Geschwindigkeitsunterschied zwischen proximalem und distalem Segment von $0,67 \text{ m/sec}$ ist nicht signifikant. Aus diesem Grund dürfen die Mittelwerte des oberen und unteren Abschnittes zusammengefaßt werden und es ergibt sich eine mittlere "ILG" am rechten N. radialis unserer Versuchspersonen von $54,72 \text{ m/sec} \pm 4,93 \text{ m/sec}$. Dieser Befund stimmt mit den Ergebnissen anderer Autoren nicht überein. Eine Kompensation der NLG-Verlangsamung im distalen Abschnitt durch anatomisch-physiologische Verhältnisse wird diskutiert.

3. Mittels der aus der Literatur entnommenen durchschnittlichen Residuallatenzzeit wurde die NLG des N. radialis abgeschätzt. Sie liegt bei 72 m/sec und damit größenordnungsmäßig in dem Bereich, den auch andere Autoren bei reinen NLG-Messungen gefunden haben. ,
4. Die Supinatorloge hat beim Gesunden keinen Einfluß auf die NLG bzw. "ILG". Die von uns gefundenen Werte des LVQ streuen scharf um den Wert 1. Der Mittelwert ist $0,993 \pm 0,0927$. Die Einzelwerte liegen zwischen 0,82 und 1,15. Die Verdachtsdiagnose "Supinatorsyndrom" würde sich durch einen LVQ unterhalb 0,7 erheblich erhärten.

ANHANG

Verzeichnis der verwendeten Formeln

Standardabweichung

s

$$s = \pm \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_1^n (x_n - \bar{x})^2}$$

n = Anzahl der Einzelwerte x_n = Einzelwert

$\bar{x}$ = Mittelwert der Einzelwerte

Streubereich

T

$$T = s \cdot t$$

s = Standardabweichung t = STUDENT - Faktor (9)

Ausreißertest nach Nalimov

$$r^* = \frac{|x^* - \bar{x}|}{s} \cdot \sqrt{\frac{n}{n-1}}$$

x^* = Ausreißerverdächtiger Einzelwert

Vergleich von r^* mit r (aus r-Tabelle (9))

Korrelationskoeffizient

K

$$K = \frac{s_{ILG1, ILG2}}{s_{ILG1} \cdot s_{ILG2}}$$

$$s_{ILG1, ILG2} = \frac{1}{n-1} \cdot \left(\sum_1^n ILG1 \cdot ILG2 - \frac{1}{n} \sum_1^n ILG1 \cdot \sum_1^n ILG2 \right)$$

Verwendete Abkürzungen

N.	= Nervus
Nn	= Nervi
M.	= Musculus
ILG	= Impulsleitgeschwindigkeit
NLG	= Nervenleitgeschwindigkeit
EMG	= Elektromyographie
ENG	= Elektroneurographie
MAP	= Muskelaktionspotential
L	= Latenzzeit
S	= Strecke
LVQ	= Latenzzeitvergleichsquotient

LITERATUR

Soweit die benutzten Quellen nicht namentlich erwähnt sind, weisen die im Text befindlichen Zahlen in Klammern auf die Ordnungsziffern der folgenden Literaturangaben hin.

1. GASSEL, M.M.: Sources of error in motor nerve conduction studies. Neurology (Minneap.) 14 (1964), 825-835
2. GASSEL, M.M./DIAMANTOPOULOS, E.: Pattern of conduction times in the distribution of the radial nerve. A clinical and electrophysiological study. Neurology 14 (1964), 222-231
3. GILLIATT, R.W./THOMAS, P.K.: Changes in nerve conduction with ulnar lesions at the elbow. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 23 (1960), 312-320
4. HOPF, H.C.: Impulsleitung im peripheren Nerven. In: HOPF, H.C./STRUPPLER, A. (Hrsg.): Elektromyographie: Lehrbuch und Atlas, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1974
5. JANZEN, R.: Neurologische Diagnostik, Therapie, Prognostik. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart 1975
6. JEBSEN, R.H.: Motor conduction velocity in proximal and distal segments of the radial nerve. Arch. Phys. Med. Rehabil. 47 (1966), 597-602
7. KAESER, H.E.: Nerve conduction velocity measurements. In: VINKEN, P.J./BRUYN, G.W.: Handbook of clinical neurology. North Holland Publishing Comp. Amsterdam 1970, vol.7, 116-196

8. KAHLE, W.: Nervensystem und Sinnesorgane. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1979
9. KAISER, R./GOTTSCALK, G.: Elementare Tests zur Beurteilung von Meßdaten. Bibliographisches Institut Mannheim 1972
10. KUFFLER, S.W.: Physiology of neuromuscular junctions, electrical aspects. Fed. proc. 7 (1948) 437
11. LAHODA F./ROSS A./ISSEL W.: EMG-Fibel: Ein Leitfaden für die praktische Elektromyographie und Elektroneurographie. Barth, Frankfurt 1973
12. LEVEN, B./HUFFMANN, G.: Messung der Nervenleitgeschwindigkeit, Methode und Indikation. Fortschr. Med. 89. Jg (1971) 17, 717 - 721
13. MAVOR, H./LIBMAN, I.: Motor nerve conduction velocity measurements as a diagnostical tool. Neurology 12 (1962), 733 - 744
14. MAYER, R.F.: Nerve conduction studies in man. Neurol. (Minn.) 13 (1963), 1021 - 1030
15. POECK, K.: Neurologie. Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York 1978
16. PRILL, A.: Supinatorlogensyndrom und dissoziierte Radialislähmung vom proximalen Unterarmtyp. Dtsch. med. Wschr. 92. Jg (1967), 1308 - 1313
17. REDFORD, J.D.: Conduction time in the motor fibres which innervate proximal muscles in the extremities in normal persons and in patients with neuromuscular disease. M.S. Thesis, University of Minnesota 1958

18. SKORPIL, V.: Conduction velocity of human nerve structures. Rozpr. Ceskosl. akad. ved. 75 (1965)
19. SPIEGEL, M.H./JOHNSON, E.W.: Conduction velocity in the proximal and distal segments of the motor fibres of the ulnar nerve of human beings. Arch. Phys. Med. 43 (1962), 57 - 61
20. STILLE, D.: Die distale Radialisparese (Supinatorsyndrom). akt. neurol. 1 (1974), 5 - 11
21. STRUPPLER, A./RUPRECHT, E.O.: Elektromyographie (EMG) und Elektroneurographie (ENG), Grundlagen und diagnostische Bedeutung. Z.EEG-EMG 2 (1971), 2 - 16
22. TROYABORG, W.: Motor nerve conduction velocities in normal subjects with particular reference to the conduction in proximal and distal segments of median und ulnar nerve. EEG Clin. Neurophysiol. 17 (1964), 314 - 321
23. YAP, C.B./HIROTA, T.: Sciatic nerve motor conduction velocity study. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 30 (1967), 233 - 239

Laudatio

An dieser Stelle möchte ich besonders danken

Herrn Professor Dr. A. Schrader und

Herrn OA Dr. A. Ross

für die Stellung des Themas und die
Betreuung und Unterstützung bei der
Ausführung der Arbeit,

allen meinen Freunden und Bekannten,

die sich als Testpersonen zur Verfügung
gestellt haben,

meiner Schwester Ingrid Zasche

für die Reinschrift dieser Arbeit,

Herrn Hans-Dieter Mühlberg und

Herrn Ewald Mayer

für deren Mithilfe beim Anfertigen der
Zeichnungen.

LEBENS LAUF

Ich wurde am 12. Nov. 1953 als viertes von vier Kindern in Kaufbeuren geboren. Mein Vater, Dr. med. Richard Zasche ist praktischer Arzt in Kaufbeuren-Neugablonz. Meine Mutter, Dr. phil. Gertrud Zasche, geb. Henlein, ist als Hausfrau und Sprechstundenhilfe tätig.

Von 1959 bis 1963 besuchte ich die Volksschule in Kaufbeuren-Neugablonz. Im Herbst 1963 wechselte ich an die Oberrealschule mit Gymnasium, später Staatliches Gymnasium Kaufbeuren. Im Juni 1973 machte ich das Abitur im mathematisch-naturwissenschaftlichen Zweig.

Vom Juli 1973 bis März 1975 leistete ich den Wehrdienst bei der Bundeswehr ab.

Im September 1975 immatrikulierte ich mich in der Tiermedizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilian-Universität München. Um meine Chancen auf einen Studienplatz im Fach Humanmedizin zu wahren, brach ich das veterinärmedizinische Studium nach dem Sommersemester 1976 ab.

Danach arbeitete ich als Kraftfahrer für eine Arzneimittelfirma.

Im September 1978 begann ich das Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilian-Universität München. Ärztliche Vorprüfung: März 1980. Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung: März 1981. Zur Zeit befinde ich mich im 5. klinischen Semester.

Kaufbeuren-Neugablonz, im Juli 1982

Roland Zasche

